

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 0 996 090 A2

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
26.04.2000 Patentblatt 2000/17

(51) Int. Cl.⁷: G06T 5/20

(21) Anmeldenummer: 99203395.1

(22) Anmeldetag: 15.10.1999

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 24.10.1998 DE 19849090

(71) Anmelder:
• Philips Corporate Intellectual Property GmbH
52064 Aachen (DE)
Benannte Vertragsstaaten:
DE
• Koninklijke Philips Electronics N.V.
5621 BA Eindhoven (NL)
Benannte Vertragsstaaten:
FR GB NL

(72) Erfinder:
• Aach, Til, Prof. Dr.
52064 Aachen (DE)
• Buzug, Thorsten, Dr.,
52064 Aachen (DE)
• Stahl, Martin, Dipl.-Ing.
52064 Aachen (DE)
• Springub, Ansgar
52064 Aachen (DE)
• Pralow, Thomas
52064 Aachen (DE)
• Maack, Ingo
52064 Aachen (DE)

(74) Vertreter: Peters, Carl Heinrich
Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Habsburgerallee 11
52064 Aachen (DE)

(54) Verfahren zur Verarbeitung eines Eingangsbildes

(57) Die Erfindung bezieht sich auf ein Bildverarbeitungsverfahren bei dem ein Eingangsbild zunächst in eine Reihe von Detailbildern zerlegt wird, denen jeweils ein Ortsfrequenzbereich zugeordnet ist, wobei Schwachkontraste angehoben werden, bevor ein Ausgangsbild aus den bei der Zerlegung entstehenden und danach modifizierten Bildern zusammengesetzt wird. Die Modifikation der Detailbilder erfolgt dabei sowohl in Abhängigkeit von dem jeweiligen Bildwert als auch in Abhängigkeit von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel herum.

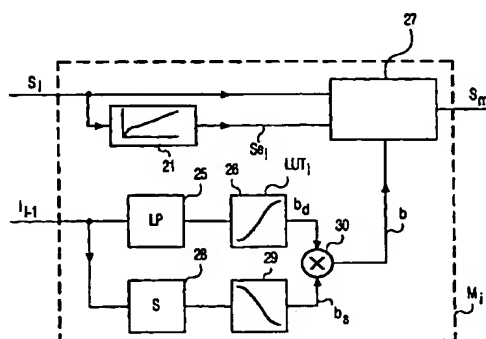


FIG. 7

EP 0 996 090 A2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Verarbeitung eines Eingangsbildes mit folgenden Schritten:

- Zerlegung des Eingangsbildes in eine Folge von Detailbildern, die jeweils nur einen Teil der Ortsfrequenzen des Eingangsbildes enthalten.
- Modifikation mindestens eines Teils der zu den Pixeln wenigstens eines der Detailbilder gehörenden Bildwerte,
- Rekonstruktion eines Ausgangsbildes aus den ggf. gefilterten Detailbildern.

[0002] Das Eingangsbild kann dabei eine Röntgenaufnahme sein, doch können auch andere bei der medizinischen Diagnostik erzeugte und in elektronischer Form vorliegende Bilder verarbeitet werden, wobei jedem Pixel (als Pixel wird ein Bildelement bezeichnet; ein Bild setzt sich aus einer Matrix von Pixeln zusammen) ein die Helligkeit in diesem Pixel kennzeichnender Bildwert zugeordnet ist. Außerdem bezieht sich die Erfindung auf eine Anordnung zur Durchführung dieses Verfahrens.

[0003] Ein Verfahren der eingangs genannten Art ist aus der EP-A 527 525 bekannt. Bei dem bekannten Verfahren wird in einer ersten Zerlegungsebene das Eingangsbild einer Tiefpaßfilterung unterzogen, und das entstehende Tiefpaßbild wird von dem Eingangsbild subtrahiert, wobei sich ein als erstes Detailbild bezeichnetes Differenzbild ergibt, in dem nur noch die allerhöchsten Ortsfrequenzen des Eingangsbildes erhalten sind. Wegen der Subtraktion des Tiefpaßbildes von dem Eingangsbild können sich für Pixel in dem Detailbild sowohl positive als auch negative Werte ergeben. Diese stellen den Kontrast des Bildes dar; doch werden sie im folgenden gleichwohl als Bildwerte bezeichnet.

[0004] In einer zweiten Zerlegungsebene wird das Tiefpaßbild einer erneuten Tiefpaßfilterung unterzogen, so daß ein zweites Tiefpaßbild entsteht, das bezogen auf das Originalbild weniger höherfrequente Ortsfrequenzanteile repräsentiert, als das erste Tiefpaßbild. Das zweite Tiefpaßbild wird vom ersten subtrahiert, wobei ein zweites Detailbild entsteht, das überwiegend Ortsfrequenzen repräsentiert, die unterhalb des Ortsfrequenzbandes des ersten Detailbildes, aber oberhalb des Ortsfrequenzbereichs des zweiten Tiefpaßbildes liegen.

[0005] In einer dritten Zerlegungsebene wird auf analoge Weise aus dem zweiten Tiefpaßbild ein drittes Tiefpaßbild mit noch weniger höherfrequenten Ortsfrequenzanteilen und ein aus der Differenz des zweiten und dritten Tiefpaßbildes abgeleitetes drittes Detailbild erzeugt. Das von diesem dritten Detailbild repräsentierte Ortsfrequenzband liegt überwiegend unterhalb des Ortsfrequenzbereichs des zweiten Detailbildes, aber oberhalb des Ortsfrequenzbereichs des dritten

Tiefpaßbildes. An diese dritte Zerlegungsebene schließen sich noch weitere Zerlegungsebenen an, wobei die entstehenden Detailbilder stets niedrigere Ortsfrequenzen repräsentieren, als das Detailbild der vorhergehenden Zerlegungsebene.

[0006] Die Detailbilder und das Restbild werden addiert, nachdem mindestens eines der Detailbilder modifiziert worden ist. Damit sollen die diagnostisch relevanten Bildinformationen hervorgehoben und die für die Diagnose unwichtigen oder störenden Bildinformationen unterdrückt werden.

[0007] In der EP-A 527 525 sind zwei Alternativen für die Modifikation der Detailbilder angegeben:

a) Bei einer ersten Alternative werden die Bildwerte eines Detailbildes Pixel für Pixel mit einem Faktor multipliziert, der von einem Bildwert eines Pixels mit entsprechenden Koordinaten in einem Tiefpaßbild abhängt, dessen Ortsfrequenzbereich unterhalb des Ortsfrequenzbandes des Detailbildes liegt. Bei niedrigen Bildwerten in diesem Tiefpaßbild (die bei einer Röntgenaufnahme den hellen Bildpartien entsprechen) ist der einem Tabellenspeicher (look up table) entnommene Faktor kleiner als 1 und bei großen Mittelwerten größer als 1. Dadurch werden die Kontraste in den hellen Bildbereichen, wo sich das Rauschen besonders störend bemerkbar macht, abgesenkt, während sie in den dunkleren Bildbereichen angehoben werden. Allerdings erfolgt die Absenkung bzw. die Anhebung unabhängig von den Bildwerten im Detailbild. Das Rauschen in diesen Bildpartien wird dadurch also in gleicher Weise abgesenkt, wie die in den größeren Bildwerten enthaltene Nutzinformation.

b) Bei der zweiten Alternative werden die Bildwerte wenigstens eines Detailbildes in Abhängigkeit von ihrer Größe modifiziert, entsprechend einer nicht linearen Kennlinie, wodurch die ganz niedrigen Bildwerte (entsprechend dem Rauschen) abgeschwächt, mäßig niedrige Bildwerte angehoben und höhere Bildwerte unverändert bleiben. Allerdings erfolgt diese Modifikation unabhängig davon, ob der Bildwert einem Pixel zugeordnet ist, das in den hellen oder in den dunklen Bildpartien liegt. Auch in den dunkleren Bildpartien, in denen sich Rauschen in geringerem Maße auswirkt als in den hellen Bildpartien, werden also niedrige Bildwerte des Detailbildes im Verhältnis zu höheren Bildwerten geschwächt. Dieses Verfahren hat die Nachteile, daß es zum einen nicht robust gegenüber Rauschpulsen ist, die nicht mehr im Bereich der ganz schwachen Kontraste sondern im Bereich mäßig schwacher Kontraste liegen und deshalb sogar verstärkt werden und zum anderen Nutzinformation im Bereich ganz schwacher Kontraste in jedem Fall geschwächt wird.

[0008] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren der eingangs genannten Art so zu gestalten, daß die Bildqualität noch weiter verbessert werden kann. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Modifikation eines Bildwertes der Multiplikation dieses Bildwertes mit einem Faktor entspricht, der sowohl von diesem Bildwert selbst als auch von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild abhängt.

[0009] Die Erfindung basiert auf der Erkenntnis, daß sich eine optimale Bildqualität nur dann ergeben kann, wenn die Modifikation der Bildwerte sowohl von dem jeweiligen Bildwert selbst als auch von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild abhängt. Dadurch ist es beispielsweise möglich, daß in einem Detailbild die niedrigen Bildwerte im Verhältnis zu den höheren Bildwerten dann verstärkt werden, wenn sie einem Pixel zugeordnet sind, das in einer dunklen Bildpartie liegt, und nicht verstärkt werden, wenn das betreffende Pixel in einer hellen Bildpartie liegt.

[0010] Die Erfindung beruht weiterhin auf der Erkenntnis, daß die Modifikation statt vom mittleren Bildwert (was gleichbedeutend ist mit der Dichte des Bildes) in einem Fenster um das betreffende Pixel herum auch von der Variation der Bildwerte in einem solchen Fenster abhängen kann - jedenfalls dann, wenn es darum geht das Rauschen bei der Kontrastanhebung nicht sichtbar mit anzuheben. In Bildbereichen, in denen die Bildwerte stark variieren, wird das Rauschen nämlich nicht so stark wahrgenommen, wie in den Bildbereichen, in denen nur eine schwache Variation der Bildwerte gegeben ist.

[0011] Eine Möglichkeit, die Erfindung zu implementieren bestünde darin, einen Tabellenspeicher vorzusehen, in dem für jeden Bildwert eines Pixels und für jede Dichte (mittlerer Bildwert) in einem Fenster um dieses Pixel ein Faktor gespeichert ist. Die Speicherung einer solchen zweifachen Abhängigkeit in einem Tabellenspeicher wäre aber aufwendig, und Änderungen dieser zweifachen Abhängigkeit wären nur mit außerordentlichem Aufwand zu implementieren.

[0012] Anspruch 2 beschreibt demgegenüber eine wesentlich einfachere Möglichkeit. Dabei werden zunächst die niedrigen Bildwerte in dem Detailbild (d.h. die schwachen Kontraste) angehoben. Jedoch wird das Ausmaß dieser Anhebung in Abhängigkeit von der Dichte (und/oder der Variation der Bildwerte) gesteuert. Diese Steuerung kann dann so definiert sein, daß in hellen Bildpartien keine Kontrastanhebung erfolgt, wohl aber in dunklen Bildpartien. Dadurch wird das Rauschen zwar nicht verringert; es wird durch die Kontrastanhebung jedoch auch nicht verstärkt.

[0013] Eine besonders einfache Art der Steuerung ist in Anspruch 3 angegeben. Es erfolgt eine gewichtete

Summierung des Detailbildes vor und nach der Konvertierung, wobei die Gewichtung von der Dichte (dem mittleren Bildwert) und/oder der Variation der Bildwerte in dem Fenster um das Pixel im Originalbild oder einem abgeleiteten Bild abhängt. Wenn das Detailbild vor der Konvertierung mit einem Gewichtungsfaktor 1 und das Detailbild nach der Konvertierung mit einem Gewichtungsfaktor 0 gewichtet wird, enthält das Summenbild keine Kontrastanhebung. Wird hingegen das Detailbild vor der Konvertierung mit einem Gewichtungsfaktor 0 und das Detailbild nach der Konvertierung mit einem Gewichtungsfaktor 1 beaufschlagt, dann ergibt sich die volle Kontrastanhebung. Äquivalent dazu ist es, (Pixel für Pixel) die Bildwerte des Detailbildes vor und nach der Konvertierung voneinander zu subtrahieren und die Differenz gewichtet zu dem nicht konvertierten Detailbild zu addieren.

[0014] Anspruch 4 beschreibt eine für die Unterdrückung des Rauschens geeignete Weiterbildung, die davon ausgeht, daß der wesentliche Anteil des Rauschens sich auf das erste Detailbild mit den höchsten Ortsfrequenzen und ggf. noch auf das zweite Detailbild konzentriert. Wenn mit abnehmender Dichte und abnehmender Variation der Bildwerte die Schwachkontrastanhebung reduziert wird, wird das Rauschen in den dafür empfindlichen Bildbereichen (helle Bildbereiche bzw. Bildbereiche mit niedriger Variation der Bildwerte bzw. hohe Ortsfrequenzen) nicht angehoben.

[0015] Hierbei hängt das Ausmaß der Bildverbesserung also von der Wahrscheinlichkeit ab, das Bildsignal und nicht das Rauschen zu verstärken, bzw. von der Wahrscheinlichkeit, daß eventuell mirverstärktes Rauschen maskiert wird. Der Vorteil dieser Art der rauschrobusten Bildverbesserung ist, daß keine Abschwächung von Originalbildinhalten auftritt.

[0016] Anspruch 5 beschreibt eine Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die weitere Ausgestaltung nach Anspruch 6 bezieht sich auf ein Röntgensystem mit einer Speicheranordnung (Datenbank) in der für eine Anzahl von Organen je ein Satz von Aufnahmeparametern gespeichert ist. Röntgensysteme mit solchen Datenbanken sind unter dem Begriff "APR" (Anatomically Programmed Radiography) an sich seit langem bekannt. Dabei wird von der Erkenntnis ausgegangen, daß es keine Einstellung der Aufnahmeparameter gibt, die für die Aufnahmen sämtlicher Organe optimal ist. Da bei einer Röntgenaufnahme dieser Art die Aufnahmeparameter ohnehin organabhängig bzw. in Abhängigkeit von der darzustellenden anatomischen Region des Patienten aufgenommen werden, sieht diese Weiterbildung vor, daß außer den erforderlichen Aufnahmeparametern auch die für die Röntgenaufnahme der betreffenden anatomischen Region optimalen Bildverarbeitungsparameter gespeichert werden.

[0017] Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 ein Röntgenaufnahmegerät mit einer erfindungsgemäßen Bildverarbeitungs-
vorrichtung,
Fig. 2 ein Blockdiagramm zur Erläuterung der
Bildverarbeitung,
Fig. 3 ein Blockdiagramm der darin enthalte-
nen Modifikationsstufe,
Fig. 4 eine Kennlinie zur Anhebung der schwa-
chen Kontraste,
Fig. 5 a 5b verschiedene Kennlinien zur Steuerung
der Schwachkontrastanhebung,
Fig. 6 ein Dichte/Ortsfrequenzdiagramm und
Fig. 7 eine weitere Ausgestaltung der Modifi-
kationsstufe.

[0018] In Fig. 1 ist mit 1 ein Röntgenstrahler bezeichnet, der ein Strahlenbündel 2 emittiert, das einen nicht näher dargestellten, auf einem durch eine Tischplatte 3 angedeuteten Patientenlagerungstisch gelagerten Patienten durchstrahlt und auf einen Bildaufnehmer 4 trifft, der die auftreffende Röntgenstrahlungsintensität unabhängig in elektrische Signale umsetzt.

[0019] Der Bildaufnehmer 4 kann beispielsweise aus einer Vielzahl von matrixförmig angeordneten, für Röntgenstrahlung empfindlichen Detektorelementen bestehen, die elektrische Signale erzeugen, deren Amplitude der Intensität der auf sie auftreffenden Röntgenstrahlung entsprechen. Der Bildaufnehmer kann aber auch einen Photoleiter enthalten, auf dem ein von der Röntgenstrahlung abhängiges Ladungsmuster erzeugt wird, das elektrostatisch abgetastet wird. Schließlich kann als Bildaufnehmer auch ein Speicherphosphor vorgesehen sein, in dem durch die Röntgenstrahlung ein latentes Bild erzeugt wird, das mittels eines Lasers ausgelesen und digitalisiert werden kann. Die konkrete physikalische Ausgestaltung des Bildaufnehmers ist für die Erfindung nicht wesentlich; wichtig ist nur, daß das Röntgenstrahlenbild in eine Folge von digitalen Datenworten umgesetzt werden kann, die die Bildwerte an den einzelnen Pixeln eines Eingangsbildes repräsentieren.

[0020] Der Bildaufnehmer 4 wird von einem daran angepaßten Lesegerät 5 ausgelesen, das eine Folge von Digitalwerten erzeugt, die jeweils einem Bildwert des Eingangsbildes entsprechen. Das Lesegerät 5 kann dabei bereits so ausgestaltet sein, daß es die durch den Bildaufnehmer bedingten Artefakte beseitigt und beispielsweise schon eine Kontrast-Harmonisierung vornimmt, durch die der Dynamikumfang der groben Strukturen in diesem Bild reduziert wird.

[0021] Die von der Leseinheit 5 erzeugten Digitalwerte werden einer Workstation 6 zugeführt, in der einerseits eine Bildverarbeitung erfolgt andererseits aber auch eine Steuerung eines Röntgengenerator 7, an den der Röntgenstrahler 1 angeschlossen ist. Die Workstation 6 arbeitet mit einem Monitor 8 zusammen, auf dem ein Röntgenbild wiedergegeben werden kann, das aber auch den Systemzustand wiedergeben kann,

z.B. die im Röntgenstrahler wirksame Röhrenspannung, die Aufnahmedauer oder die Körperregion, die bei der nächsten Röntgenaufnahme abgebildet werden soll. Außerdem ist eine Eingabeeinheit 9 vorgesehen mit der der Benutzer Steuerbefehle eingeben kann. Schließlich wirkt die Workstation 6 mit einer in einem Speicher 10 enthaltenen APR-Datenbank zusammen, die einerseits die Aufnahmeparameter und andererseits Steuerparameter für eine nachfolgende Bildverarbeitung jeweils für verschiedene Organe bzw. verschiedene anatomische Regionen enthalten kann.

[0022] Nachfolgend wird die in der Workstation 6 durchgeführte Verarbeitung eines Eingangsbildes I_0 anhand des Blockdiagramms gemäß Fig. 2 näher erläutert. Das Eingangsbild I_0 wird zunächst im Block 611 einer Tiefpaßfilterung unterzogen, wobei die oberste Ortsfrequenz die nach der Tiefpaßfilterung übrig bleibt halb so groß ist wie die maximale Ortsfrequenz, die in dem Eingangsbild I_0 enthalten sein kann. Gleichzeitig erfolgt, wie durch den abwärtsweisenden Pfeil angedeutet, eine Unterabastung, indem das Tiefpaßbild in Zeilen- und in Spaltenrichtung nur für jeden zweiten Bildpunkt berechnet wird. Das auf diese Weise erzeugte Tiefpaßbild I_1 wird u.a. einer Stufe 621 zugeführt, in der einerseits die Zahl der Bildpunkte vergrößert wird, in dem beispielsweise zwischen je zwei Zeilen bzw. Spalten des Tiefpaßbildes I_1 eine Zeile bzw. eine Spalte von Nullen eingefügt wird und das entstehende Bild mit einem Tiefpaßkernel gefaltet wird. Das Bild am Ausgang der Stufe 621 entspricht daher im wesentlichen dem Bild, das sich ergeben würde, wenn in der Stufe 611 nach der Tiefpaßfilterung nicht jede zweite Zeile und Spalte eliminiert worden wäre. Jedoch hat dieses Tiefpaßbild genauso viele Pixel wie das Eingangsbild I_0 , aus dem es abgeleitet ist. Im Block 631 wird dieses Tiefpaßbild - Pixel für Pixel - von dem Eingangsbild I_0 subtrahiert. Das sich dabei ergebende Subtraktionsbild stellt das erste Detailbild S_1 dar, das lediglich die höheren Ortsfrequenzen des Bildes I_0 enthält, aus dem es abgeleitet wurde.

[0023] In einer zweiten Zerlegungsebene wird das Tiefpaßbild I_1 , welches die untere Hälfte des Frequenzspektrums des Originalbildes repräsentiert, in der gleichen Weise verarbeitet, wie in der vorangehenden Zerlegungsebene das Eingangsbild I_0 . Das Bild wird also in einer Stufe 612 einer Tiefpaßfilterung unterzogen, und gleichzeitig wird die Zahl der Pixel in Zeilen- und in Spaltenrichtung wiederum halbiert, so daß sich ein Tiefpaßbild I_2 mit erneut um einen Faktor 2 reduzierter Zeilen- und Spaltenzahl ergibt, welches bezogen auf das Originalbild nur noch das untere Viertel des Frequenzspektrums enthält. Das Tiefpaßbild I_2 wird in einer Stufe 622 wiederum so interpoliert, daß sich ein Tiefpaßbild mit der gleichen Zahl von Pixeln wie das Tiefpaßbild I_1 ergibt. Dieses hinter dem Block 622 erzeugte Tiefpaßbild wird in dem Block 632 von dem Bild I_1 subtrahiert, aus dem es abgeleitet wurde, so daß sich ein zweites Detailbild S_2 ergibt. Dieses Detailbild

repräsentiert bezogen auf das Originalbild die obere Hälfte des Ortsfrequenzbandes, das sich an das im Detailbild S_1 enthaltene Ortsfrequenzband anschließt, umfaßt aber nicht den im Tiefpaßbild I_2 enthaltenen Ortsfrequenzbereich.

[0024] In einer dritten Zerlegungsstufe wird das Tiefpaßbild I_2 in derselben Weise verarbeitet, wie in der zweiten Zerlegungsebene das Tiefpaßbild I_1 . Es resultieren daraus ein Tiefpaßbild I_3 (mit der halben Zeilen- und Spaltenzahl wie das Tiefpaßbild I_2), welches das untere Achtel des Originalspektrums repräsentiert, sowie ein Detailbild S_3 , dessen Ortsfrequenzband sich an das Ortsfrequenzband des Detailbildes S_2 anschließt. Der Zerlegungsprozeß kann n solcher identisch aufgebauter Zerlegungsebenen enthalten. Typische Werte für n sind 7 oder 8. Das bedeutet, daß das Tiefpaßbild I_n (das auch als Restbild bezeichnet werden kann) 128 oder 256 Zeilen bzw. Spalten im Eingangsbild durch eine einzige Zeile bzw. Spalte ersetzt.

[0025] Bekanntlich könnte man das Eingangsbild I_0 vollständig aus dem Restbild I_n und den Detailbildern $S_1 \dots S_n$ rekonstruieren, wenn man die Bilder zueinander addiert, nachdem man durch Interpolation dafür gesorgt hat, daß die zu addierenden Bilder gleiche Zeilen- und Spaltenzahl aufweisen. Diesem Zweck dienen die in den Zerlegungsebenen enthaltenen Interpolationsstufen 641.....64n und die ihnen in den einzelnen Ebenen nachgeschalteten Additionsstufen 651, 652, 653 und 65n. Dieser Rekonstruktionsprozeß ist in dem eingangs erwähnten Dokument im einzelnen beschrieben, worauf zur Vermeidung von Wiederholungen Bezug genommen wird.

[0026] Da aber mindestens eines der Detailbilder $S_1 \dots S_n$ durch eine Modifikationsstufe $M_1, M_2, M_3 \dots M_n$ modifiziert wird, so daß modifizierte Detailbilder $S_{m1}, S_{m2}, S_{m3} \dots S_n$ entstehen, weicht das durch die Rekonstruktion entstehende Ausgangsbild I_n von dem Eingangsbild I_0 ab. In Fig. 3 ist eine Modifikationsstufe M_i ($i = 1, 2, 3 \dots n$) dargestellt.

[0027] Der Bildwert eines jeden Pixels im Detailbild S_i wird in einer Stufe 21 mit nichtlinearer Übertragungskennlinie transformiert. Dies erfolgt am einfachsten mittels eines Tabellenspeichers (look up table), der jedem Bildwert S_i an seinem Eingang einen ggf. geänderten Bildwert S_{ei} an seinem Ausgang zuordnet. Fig. 4 stellt den typischen Verlauf der nichtlinearen Kennlinie (mit dem Bildwert S_i als Abszisse und dem Bildwert S_{ei} als Ordinate) gemäß Block 21 dar, doch können die Breite des angehobenen Bereiches und das Ausmaß der Anhebung bei den verschiedenen Modifikationsstufen unterschiedlich groß sein. Man erkennt, daß große Bildwerte unverändert bleiben, während kleinere Bildwerte (die im ersten Detailbild dem Rauschen entsprechen können) relativ zu den größeren Bildwerten angehoben werden. Da die Bildwerte der Detailbilder den Kontrast des Eingangsbildes in dem jeweiligen Ortsfrequenzbereich darstellen, bewirkt die angegebene Übertragungskennlinie eine Anhebung der schwachen Kontraste in

dem jeweiligen Bild.

[0028] Anschließend wird der Bildwert eines jeden Pixels im Detailbild S_i in einer Multiplikationsstufe 20 mit einem Faktor multipliziert, der größer ist als 1. Das bedeutet, daß dieses Detailbild S_i im Verhältnis zu dem Restbild I_n (wenn die Modifikationsstufen $M_{i+1} \dots M_n$ diese Multiplikation nicht enthalten aber auch im Verhältnis zu den Detailbildern der nachfolgenden Zerlegungsstufen $S_{i+1} \dots S_n$) angehoben werden. Diese Multiplikation und die damit einhergehende Betonung der höheren Ortsfrequenzen kann aber ggf. auch entfallen oder bereits in der Leseinheit 5 vorgenommen werden.

[0029] Danach wird in der Stufe 22 die Differenz Δ zwischen dem Bildwert am Ausgang der Stufe 21 und dem im gleichen Pixel in dem Detailbild S_i zugeordneten Bildwert gebildet. Diese Differenz Δ wird in einer Multiplizierstufe 23 mit einem Faktor b multipliziert, der zwischen 0 und 1 liegt. Der multiplizierte Differenzwert $b\Delta$ wird zu dem Bildwert S_i addiert (Block 24) und bildet damit einen Bildwert des modifizierten Detailbildes S_{mi} . Wenn der Faktor $b=0$ ist, entspricht der Bildwert nach der Addition im Block 24 genau dem Wert im Detailbild S_i . Die Kontrastanhebung im Block 21 kommt dabei nicht zur Wirkung. Wenn b hingegen den Wert 1 hat, ist die Kontrastanhebung voll wirksam.

[0030] Der Faktor b wird aus einem Bild abgeleitet, das zu jedem Pixel im Detailbild S_i einen der mittleren Helligkeit an dieser Stelle entsprechenden Wert enthält. Zum Beispiel kann hierfür das Eingangsbild I_{i+1} verwendet werden, aus dem das Detailbild S_i abgeleitet ist, weil dieses Bild genau so viele Pixel enthält wie das Detailbild. Dieses Bild wird einer Tiefpaßfilterung unterzogen, wobei der mittlere Bildwert - d.h. die Dichte D - in einem Fenster von z.B. 5 x 5 Pixeln herangezogen wird, in dessen Mitte sich das gleiche Pixel befindet, dessen Bildwert jeweils der Schwachkontrastanhebung im Block 21 unterzogen wird. Alternativ kann aber auch - wie gestrichelt angedeutet - Bild I_i' aus dem Rekonstruktionspfad (d.h. vom Ausgang der Interpolationsstufe 64, $i=1, 2, 3$) zur Steuerung verwendet werden, wobei die Tiefpaßfilterung in Block 25 entfallen kann. Dies ist insbesondere dann zweckmäßig, wenn das Restbild I_n durch eine zusätzliche Dichtekorrektur-Stufe 660 einer Dichtekorrektur (z.B. entsprechend einer Filmkurve) unterzogen wird. Der der Dichte D entsprechende gefilterte Bildwert wird einem Tabellenspeicher LUT_i zugeführt der jedem Wert D einen Wert b zuordnet.

[0031] Wie stark die Kontrastanhebung wirksam wird, hängt somit von der Dichte in einem Fenster um das jeweilige Pixel ab sowie von dem Verlauf der in dem Tabellenspeicher LUT_i gespeicherten Kennlinie. Im folgenden wird beschrieben, wie man die Rauschverstärkung beschränken, aber auch darüberhinaus die Kontrastanhebung organspezifisch steuern kann. Letzteres funktioniert unter der Voraussetzung, daß eine Unterscheidung zwischen Organen mit Hilfe der Kriterien Dichte und Detailgröße möglich ist. Eine solche

organspezifische Steuerung der Kontrastanhebung ist insbesondere bei Lungenaufnahmen möglich und wünschenswert.

[0032] Zur näheren Erläuterung wird zunächst auf Fig. 6 verwiesen, die ein Diagramm darstellt mit der Dichte D als Ordinate und den Ortsfrequenzbändern der einzelnen Detailbilder als Abszissen. In diesem Diagramm ist eine Region R_1 dargestellt, die sich in den Detailbildern S_1 , S_2 mit den höchsten Ortsfrequenzen bei der niedrigsten Dichte befindet. Der zugehörige Dichtebereich entspricht in einem Röntgenbild einer niedrigen Strahlendosis. Wegen des nichtlinearen, im allgemeinen logarithmischen Zusammenhanges zwischen der Strahlendosis und der Dichte, wird bekanntlich in diesem Bereich das Rauschen am stärksten sichtbar.

[0033] Außerdem ist in Fig. 6 ein zweiter Bereich R_2 eingezeichnet, der einer mittleren Dichte bzw. einer mittleren Helligkeit entspricht und der in einem niedrigeren Ortsfrequenzbereich liegt, z.B. in den Detailbildern S_3 und S_4 . In dieser Region werden bei einer Lungenaufnahme mit heute üblichen Auflösungen von 0,2mm/ ein Großteil der Lungengefäße abgebildet. Werden in diesem Bereich die Schwachkontraste angehoben, dann kann sich auch bei gesunden Lungen ein pathologischer Bildeindruck ergeben. Hingegen sollen im gleichen Ortsfrequenzbereich die Strukturen im unteren Dichtebereich in ihrem Kontrast angehoben werden. In diesem Bereich liegen z.B. Strukturen, die von Mediastinum und Herzschaten überlagert werden und daher schlecht sichtbar sind. Gleichzeitig spielt in diesem Ortsfrequenzbereich das Rauschen keine so große Rolle.

[0034] In Fig. 5a und 5b sind die dafür erforderlichen Kennlinien dargestellt, die in den Tabellenspeichern LUT_1 der Modifikationsstufen gespeichert sind.

[0035] Fig. 5a stellt die Steuerkennlinie für das höchste Ortsfrequenzband S_1 (und ggf. S_2) dar. Bei niedriger Dichte ergibt sich dabei ein niedriger Wert des Faktors b , d.h. die durch die Kennlinie gemäß Fig. 4 bewirkte Kontrastanhebung wird am Ausgang der Stufe 24 kaum wirksam. Die in dem Bereich von R_1 liegenden Schwachkontraste - insbesondere das Rauschen - werden also nicht angehoben werden. Das Rauschen wird nicht reduziert, praktisch jedoch auch nicht verstärkt, wie es der Fall wäre, wenn alle Schwachkontraste angehoben würden. Zu größeren Dichtewerten hin kann der Faktor b zunehmen und damit das Ausmaß in dem die Kontrastanhebung wirksam wird. In diesem Dichtebereich ist das Rauschen im allgemeinen nicht so störend wie im unteren Dichtebereich.

[0036] Fig. 5b zeigt demgegenüber eine Kennlinie, wie sie in dem Tabellenspeicher LUT_3 für die Modifikation im Block M_3 enthalten sein kann. Bei niedrigen Werten der Dichte ist der Faktor b groß. Dadurch wird die Schwachkontrastanhebung bei niedriger Dichte im Röntgenbild (also im Bereich des Mediastinums, des Herzschatens und des Abdomens) voll wirksam. Zu

höheren Werten der Dichte hin nimmt der Faktor b gemäß Fig. 5b kontinuierlich ab, so daß in dem Dichtebereich, in dem die Lungengefäße überwiegend abgebildet werden, die Schwachkontrastanhebung in weit geringerem Maße wirksam wird.

[0037] Die Kennlinie gemäß Fig. 5b ist somit für Lungenaufnahmen gut geeignet. Für andere Aufnahmen hingegen kann ein völlig anderer Kennlinienverlauf erforderlich sein. Die für verschiedene Organe optimalen Kurven bzw. Bildverarbeitungsparameter sollten daher - zumindest für einige ihrer Stützpunkte - in der APR Datenbank 10 gespeichert sein und bei einer Vorgabe des darzustellenden Organs durch den Untersucher aufgerufen bei der nachfolgenden Bildverarbeitung vorgegeben werden.

[0038] Fig. 7 zeigt eine andere Ausführungsform der Modifikationsstufe M_i . Das Detailbild S_i wird dabei wiederum im Block 21 einer Schwachkontrastanhebung unterzogen. Das resultierende Detailbild mit verstärktem Kontrast S_{ei} wird in einer Kombinationsstufe 27 mit dem Detailbild S_i Bildpunkt für Bildpunkt kombiniert. Für das modifizierte Ausgangsbild gilt dann die Gleichung

$$S_{mi} = b \cdot S_{ei} + (1-b) \cdot S_i \quad (1)$$

[0039] Diese gewichtete Summierung von S_e und S_{ei} ist äquivalent zu der aus Fig. 3 ersichtlichen Kombination, wobei zunächst die Differenz Δ zwischen dem im Kontrast verstärkten Detailbild S_{ei} und dem Detailbild S_i selbst gebildet wird und die Differenz Δ dann mit dem Gewicht b zu dem Detailbild S_i addiert wird.

[0040] Der Wert b ergibt sich dabei als Produkt der Faktoren b_d und b_s , wobei b_d auf die gleiche Weise ermittelt wird wie der Faktor b gemäß Fig. 3. Der Faktor b_s hängt von der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das Pixel ab, das gerade gemäß Gleichung 1 bearbeitet wird. Bei einer schwachen Variation der Bildwerte ist der Faktor b_s klein, und bei einer starken Variation ist der Faktor b_s groß. Damit wird der Tatsache Rechnung getragen, daß das Rauschen bei einem Pixel, in dessen Umgebung sich die Bildwerte stark ändern, weniger störend ist als bei einer Pixel, in dessen Umgebung die Bildwerte nur geringfügig schwanken. Die Variation der Bildwerte kann dabei auf unterschiedlichste Weise bestimmt werden. Beispielsweise seien hier drei verschiedene Variationsmaße angegeben.

[0041] Als erstes Beispiel sei hier die Standardabweichung

$$T = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_C ((BW(S_i)) - \langle BW(S_i) \rangle)^2} \quad (2)$$

angegeben. Hierbei bezeichne $BW(S_i)$ einen Bildwert von S_i und $\langle BW(S_i) \rangle$ den Mittelwert der Bildwerte in einem lokalen Fenster um einen betrachteten Pixel. C

steht für alle Pixel, die sich in einem lokalen Fenster der Größe F um das jeweilige Pixel befinden. Neben der Standardabweichung sind natürlich auch alle anderen Indikatoren der statistischen Schwankungsbreite, z.B. die höheren Momente, geeignete Maße für die Variation der Bildwerte. Gleichmaßen geeignet sind auch histogrammbasierte Maße die nach folgender Beziehung bestimmt werden

$$T = - \sum_{g_u}^{g_o} f(p_g) \quad (3)$$

[0042] Dabei ist P_g der Bruchteil der Pixel mit dem Bildwert g, und g_u und g_o stellen den minimalen bzw. maximalen Grauwert dar. $f(p_g)$ ist eine strikt konvexe Funktion, für die z.B. die Beziehung gelten kann

$$f(p_g) = p_g \cdot \log p_g \quad (4)$$

oder die Beziehung

$$f(p_g) = P_g^2 \quad (5)$$

[0043] Bei den beispielhaft genannten Variationsmaßen T (Gleichungen 2 und 3) führt eine geringe Variation der Bildwerte zu einem kleinen Wert für T und eine großen Variation zu einem großen Wert.

[0044] Nach der Ermittlung des Wertes T für das jeweilige Pixel gemäß den Gleichungen 2 bzw. 3 und 4 oder 5 im Block 28 wird dem jeweils ermittelten Wert T mit einem Tabellenspeicher 29 ein Wert b_s zugeordnet der groß ist für große T und klein für kleine Werte von T. Die Werte für b_d und b_s werden dann im Block 30 miteinander multipliziert, woraus sich der Faktor b für das jeweilige Pixel ergibt. Der wesentliche Unterschied gegenüber Fig. 3 besteht darin, daß auch der Wert b_s in den Faktor b eingeht.

[0045] Es ist aber auch möglich, den Faktor b ausschließlich von der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel herum abhängig zu machen. Die Blöcke 25 und 26 könnten dann entfallen. Die Unempfindlichkeit gegenüber Rauschen wäre dann auch bei anderen medizinischen Bildern (z.B. Magnetresonanz-Bildern) gegeben, unabhängig davon, ob dabei das Rauschen in hellen Bildpartien stärker sichtbar ist als in dunklen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Verarbeitung eines Eingangsbildes mit folgenden Schritten:

- Zerlegung des Eingangsbildes in eine Folge von Detailbildern, die jeweils nur einen Teil der Ortsfrequenzen des Eingangsbildes enthalten,
- Modifikation mindestens eines Teils der zu den

Pixeln wenigstens eines der Detailbilder gehörenden Bildwerte,

- Rekonstruktion eines Ausgangsbildes aus den ggf. gefilterten Detailbildern, dadurch gekennzeichnet, daß die Modifikation eines Bildwertes der Multiplikation dieses Bildwertes mit einem Faktor entspricht, der sowohl von diesem Bildwert selbst als auch von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild abhängt.

2. Verfahren nach Anspruch 1

dadurch gekennzeichnet, daß die Modifikation folgende Schritte umfaßt:

- Konvertierung der Bildwerte in wenigstens einem der Detailbilder mit einer nichtlinearen Kennlinie derart, daß die niedrigen Bildwerte in dem Detailbild im Vergleich zu den größeren angehoben werden,
- Steuerung des Ausmaßes der Anhebung der niedrigen Bildwerte in den Pixeln des Detailbildes in Abhängigkeit von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um die jeweiligen Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild.

3. Verfahren nach Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung des Ausmaßes der Anhebung des Bildwertes eines jeden Pixels die gewichtete Summierung der Bildwerte in dem Detailbild und in dem konvertierten Detailbild mit einem Anteilsfaktor umfaßt, der von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild abhängt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, insbesondere für eine Röntgenaufnahme als Eingangsbild,

dadurch gekennzeichnet, daß zumindest für die Detailbilder mit den höchsten Ortsfrequenzen die Anteilsfaktoren solche Werte haben, daß das Ausmaß der Anhebung Anhebungen mit abnehmender Dichte und/oder abnehmender Variation reduziert wird.

5. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach

Anspruch 1 mit einem Bildgebungssystem (1, 4, 5) und einer Bildverarbeitungseinheit (10), die versehen ist mit

- Mitteln (611, 621, 631.....61n, 62n, 63n) zur Zerlegung des Eingangsbildes (I_0) in eine Folge von Detailbildern (S_1, S_2, \dots, S_n), die jeweils nur einen Teil der Ortsfrequenzen des Eingangsbildes (I_0) enthalten,

- Mitteln zur Modifikation (M_1, M_2, \dots, M_n) mindestens eines Teils der zu den Pixeln wenigstens eines der Detailbilder gehörenden Bildwerte,
- Mitteln ($641, 651, \dots, 64n, 65n$) zur Rekonstruktion eines Ausgangsbildes (I_m) aus den ggf. modifizierten Detailbildern ($S_{m1}, S_{m2}, \dots, S_{mn}$)
dadurch gekennzeichnet, daß die Mitteln zur Modifikation (M_1, M_2, \dots, M_n) so ausgebildet sind, daß die Modifikation eines Bildwertes der Multiplikation dieses Bildwertes mit einem Faktor entspricht, der sowohl von diesem Bildwert selbst als auch von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in dem Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild abhängt.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung als Bildgebungssystem einen Röntgenstrahler (1) und einen Röntgen-Bildaufnehmer (4) zwecks Darstellung unterschiedlicher Organe durch Röntgenaufnahmen enthält, daß der Röntgenstrahler von einem Röntgeneraror (7) gesteuert wird und daß eine Speicheranordnung (10) vorgesehen ist, in der für eine Anzahl von Organen je ein Satz von Aufnahmeparametern gespeichert ist, daß jeder Satz neben Aufnahmeparametern für den Röntgenerator Parameter für die Modifikation der Detailbilder in Abhängigkeit von dem mittleren Bildwert und/oder der Variation der Bildwerte in einem Fenster um das jeweilige Pixel in der Eingangsbild oder einem daraus abgeleiteten Bild enthält, und daß bei einer Vorgabe eines Organs die für dieses Organ gespeicherte die Modifikation der Detailbilder aufgerufen und der Bildverarbeitungseinheit vorgegeben wird.

40

45

50

55

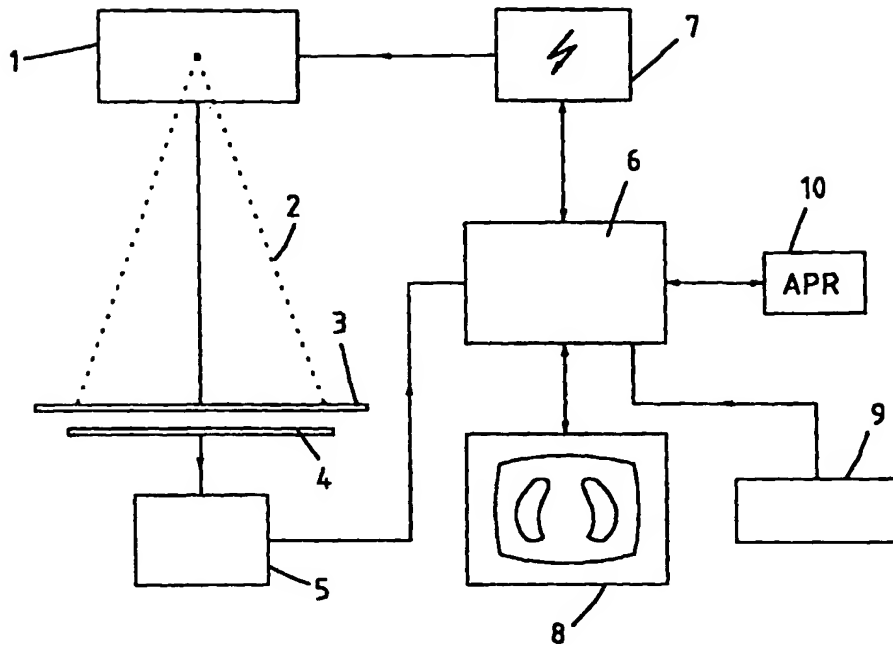


FIG.1

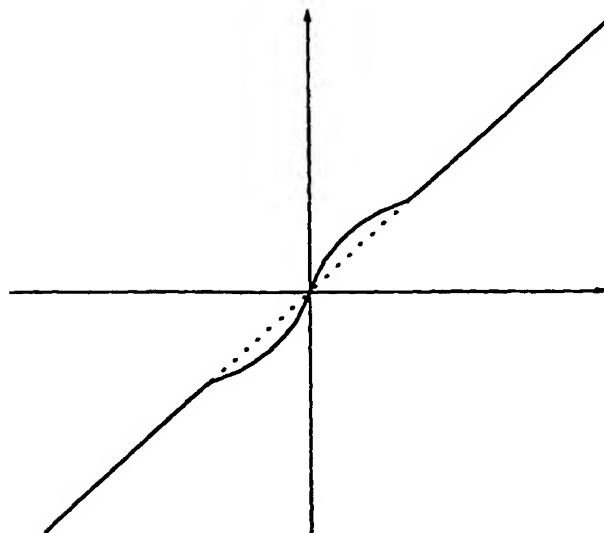


FIG.4

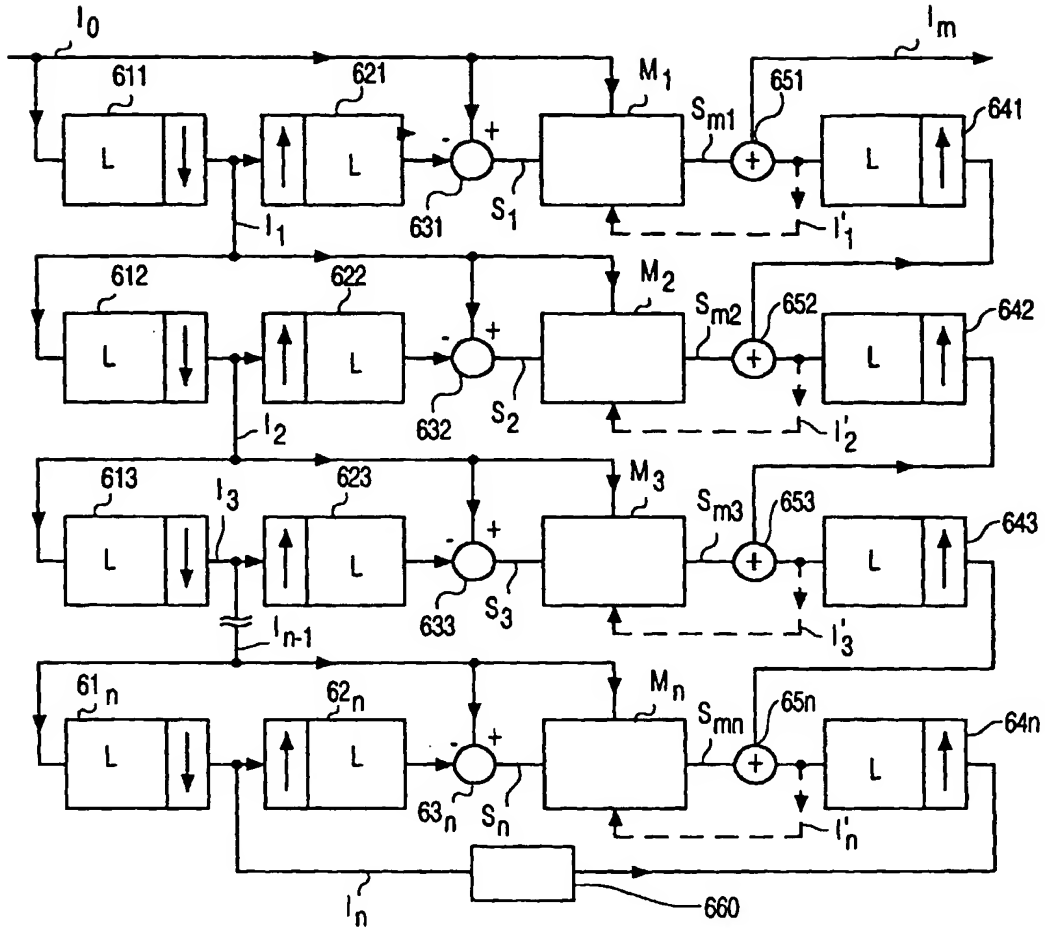


FIG. 2

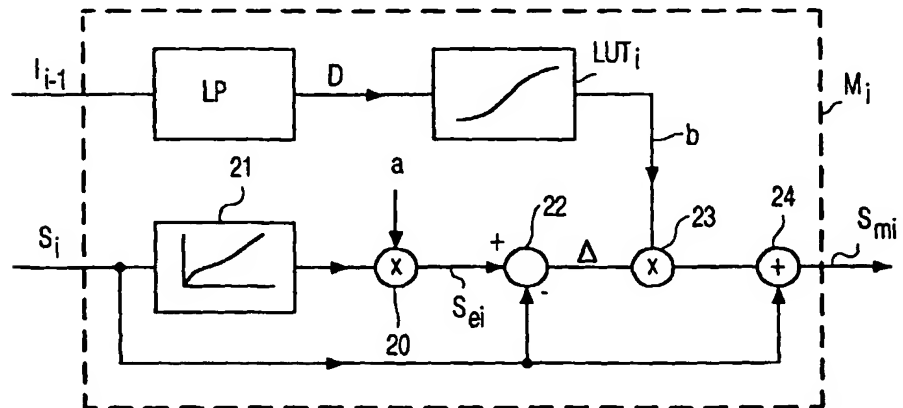


FIG. 3

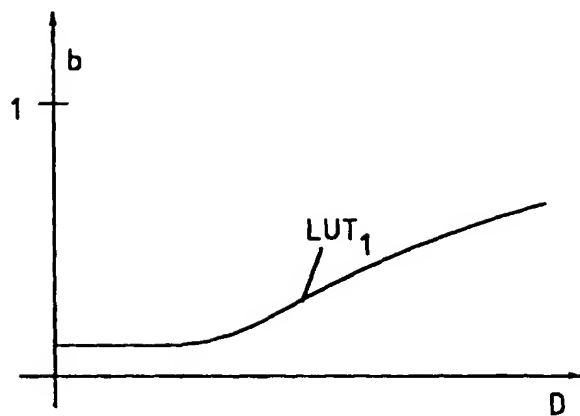


FIG.5A

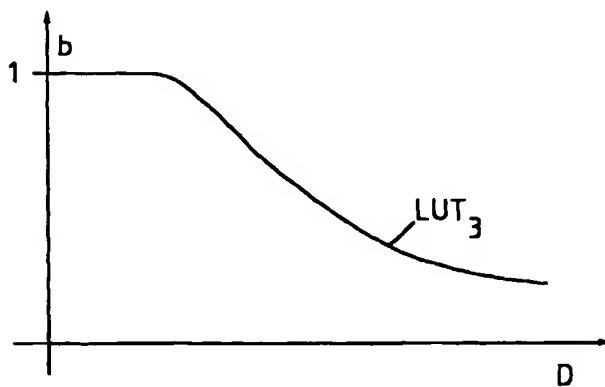


FIG.5B

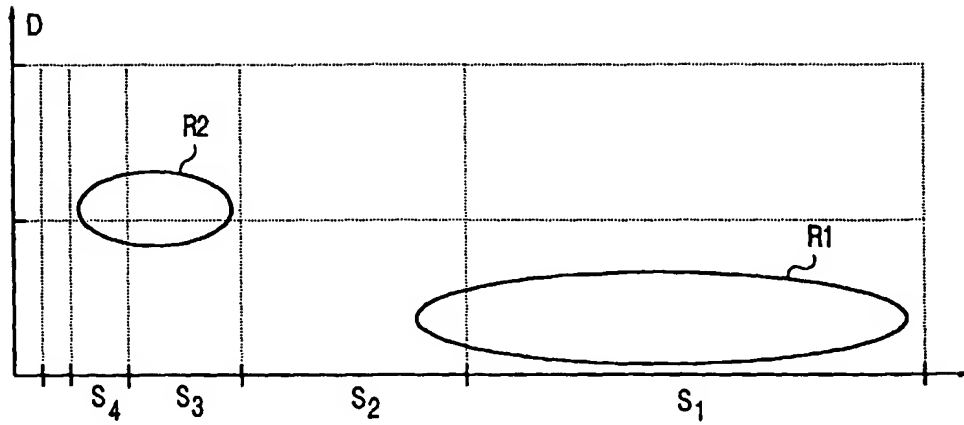


FIG. 6

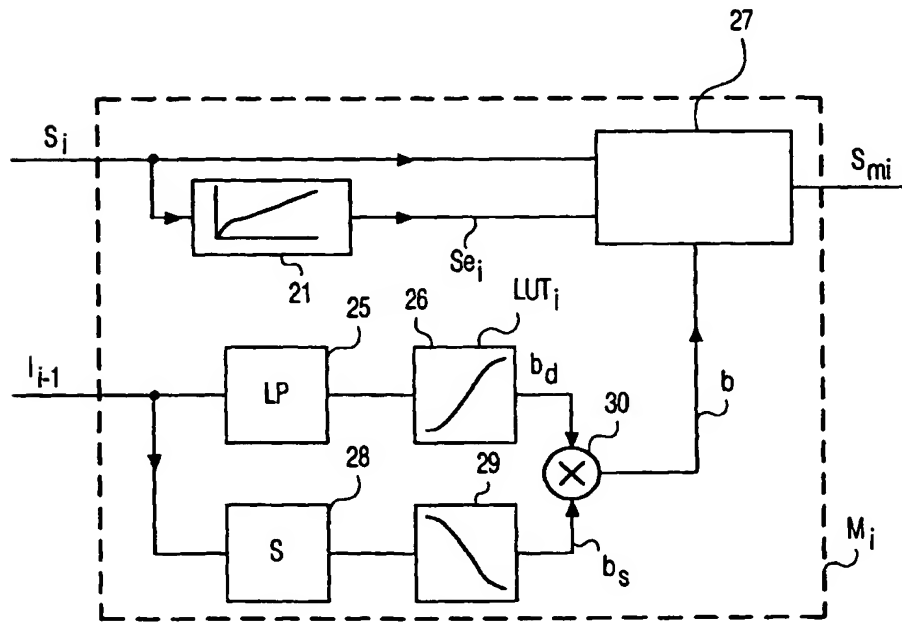


FIG. 7

PCT

WORLD INTELLECTUAL PROPERTY ORGANIZATION
International Bureau



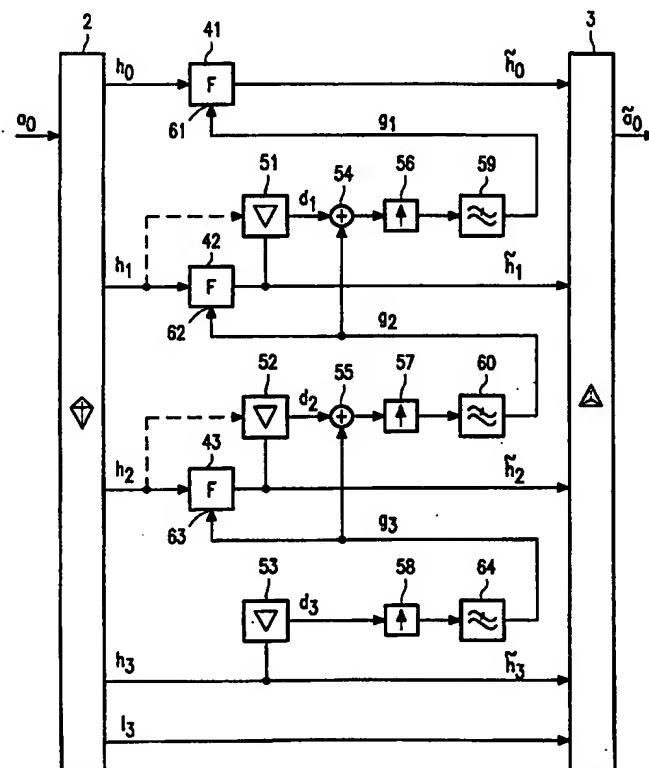
INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(51) International Patent Classification ⁶ : G06F 5/00	A1	(11) International Publication Number: WO 98/55916 (43) International Publication Date: 10 December 1998 (10.12.98)
(21) International Application Number: PCT/IB98/00850 (22) International Filing Date: 2 June 1998 (02.06.98) (30) Priority Data: 97201718.0 6 June 1997 (06.06.97) EP (34) Countries for which the regional or international application was filed: NL et al. (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL). (71) Applicant (for DE only): PHILIPS PATENTVERWALTUNG GMBH [DE/DE]; Röntgenstrasse 24, D-22335 Hamburg (DE). (71) Applicant (for SE only): PHILIPS AB [SE/SE]; Kottbygatan 7, Kista, S-164 85 Stockholm (SE). (72) Inventors: AACH, Til ; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). KUNZ, Dietmar, Wilhelm ; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). KOCH, Dietmar, Uwe ; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).		(74) Agent: COHEN, Julius, S. ; Internationaal Octrooibureau B.V., P.O. Box 220, NL-5600 AE Eindhoven (NL). (81) Designated States: JP , European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Published With international search report. Before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of the receipt of amendments.

(54) Title: NOISE REDUCTION IN AN IMAGE

(57) Abstract

A method of processing an image comprising the steps of decomposing the image into detail images at successive resolution levels. The detail images at successive resolution levels contain image information at respective spatial scales. Filtering of detail images is carried out in dependence on at least one subsequent detail image having a lower resolution level than the current detail image. A processed image is reconstructed from the filtered detail images.



FOR THE PURPOSES OF INFORMATION ONLY

Codes used to identify States party to the PCT on the front pages of pamphlets publishing international applications under the PCT.

AL	Albania	ES	Spain	LS	Lesotho	SI	Slovenia
AM	Armenia	FI	Finland	LT	Lithuania	SK	Slovakia
AT	Austria	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Senegal
AU	Australia	GA	Gabon	LV	Latvia	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaijan	GB	United Kingdom	MC	Monaco	TD	Chad
BA	Bosnia and Herzegovina	GE	Georgia	MD	Republic of Moldova	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tajikistan
BE	Belgium	GN	Guinea	MK	The former Yugoslav Republic of Macedonia	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Greece	ML	Mali	TR	Turkey
BG	Bulgaria	HU	Hungary	MN	Mongolia	TT	Trinidad and Tobago
BJ	Benin	IE	Ireland	MR	Mauritania	UA	Ukraine
BR	Brazil	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Iceland	MX	Mexico	US	United States of America
CA	Canada	IT	Italy	NE	Niger	UZ	Uzbekistan
CF	Central African Republic	JP	Japan	NL	Netherlands	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norway	YU	Yugoslavia
CH	Switzerland	KG	Kyrgyzstan	NZ	New Zealand	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Democratic People's Republic of Korea	PL	Poland		
CM	Cameroon	KR	Republic of Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kazakhstan	RO	Romania		
CU	Cuba	LC	Saint Lucia	RU	Russian Federation		
CZ	Czech Republic	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Germany	LK	Sri Lanka	SE	Sweden		
DK	Denmark	LR	Liberia	SG	Singapore		
EE	Estonia						

Noise reduction in an image

The invention relates to a method of processing an image. The invention also relates to an image processor and to an x-ray examination apparatus.

The article *Image filtering using multiresolution representation* in the IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(1991)426-440, by S. Ranganath, discloses a method for processing an image, wherein the image is decomposed into detail images at successive resolution levels, and the detail images are filtered so as to generate filtered detail images. The processed image is reconstructed from the filtered detail images.

10 The cited reference discloses image filtering using multiresolution representation. Image filtering is implemented as the convolution of the image and a two-dimensional mask. Preferably, a pyramid structure is applied for the multiresolution representation. In the cited reference the detail images of the multiresolution representation implemented by the pyramid structure are named 'coded images'. The cited reference
15 mentions that the 'coded images' are filtered. The known method aims at achieving a good compromise between noise removal and loss of resolution. It has been found that the known method is not satisfactory with respect to reducing noise while retaining edges in the image. In particular, the known method is not suitable for producing a processed medical image having a high diagnostic quality, i.e. an image in which small details having low contrast are
20 displayed so as to properly visible.

It is an object of the invention to provide a method of processing an image, which reduces noise and retains relevant image information more effectively than the
25 known method.

This object is achieved by the method of processing an image according to the invention, which method comprises the steps of

- decomposing the image into detail images at successive resolution levels,
- filtering detail images to generate filtered detail images,

- filtering a current detail image in dependence on at least one subsequent detail image, said subsequent detail image having a resolution level which is lower than the resolution level of the current detail image, and
- reconstructing a processed image from the filtered detail images.

5 The detail images at successive resolution levels contain image information at respective spatial scales. The detail images are ordered according to decreasing resolution levels and increasing coarseness, that is the subsequent detail image contains coarser image features than the current detail image. Fine details are prominent in the detail image having the finest (highest) resolution level; progressively, coarser features
10 become more prominent at the coarser (lower) resolution levels. Preferably, the decomposition of the image into detail images is carried out by means of a pyramid structure. In such a pyramid structure, the finest resolution level is at the base of the pyramid, the coarsest resolution level is at the top of the pyramid. In the pyramid structure, the detail images are derived as frequency-band images, i.e. spatial-frequency band-pass
15 filtered versions of the image. The filtering involves a local averaging of the detail images so as to reduce differences between pixel-values that are due to noise. As an alternative, the filtering may include a non-linear transformation of pixel-values. Pixel-values represent brightness values such as grey-values or colour-values of the image. Because the filtering of the current detail image depends on one or several detail images at coarser resolution levels,
20 the method according to the invention distinguishes between image structures that appear at several resolution levels and image structures at only one or a few resolution levels. For example, pixel-values of the current detail image are retained when there is a significant corresponding structure at coarser resolution levels, but pixel-values of the current detail image are locally smoothed when there is hardly any significant structure at coarser
25 resolution levels. In particular, a steep edge in the image appears at almost each of the resolution levels, but an extended slope in the pixel-values of the image appears almost only at one or a few subsequent resolution levels. It has been found that filtering in dependence on several lower resolution levels produces good results when said filtering is controlled by a sum of gradients of pixel-values of detail images having several resolution levels. The
30 method of the invention retains relevant image information, notably directional structure-like edges in the image, and reduces noise even in portions of the image containing variations of pixel-values on a coarse scale. Because the filtering is adjusted on the basis of image information with spatial frequencies lower than the spatial frequencies of the current detail image, the filtering is notably insensitive to noise. The method of processing an image is

particularly suitable for processing a medical diagnostic image, such as an x-ray image, a magnetic resonance image or an ultrasound image. Such a processed medical diagnostic image has a very small noise component and renders small details having little contrast properly visible.

5

Advantageous implementations of a method according to the invention are defined in the dependent Claims.

A preferred embodiment of a method of processing an image according to the invention controls the filtering on the basis of the next detail image. Image structures, such as edges, relating to relevant image information appear most strongly at the next coarser resolution level. Since filtering of the current detail image is controlled on the basis of the correlation between image information in the current and the next detail images, it is effectively achieved to reduce noise while retaining relevant image information in the current detail image.

15

A preferred embodiment of a method of processing an image according to the invention controls filtering on the basis of differences between pixel-values in the subsequent detail image. Image structures are predominantly represented by differences between pixel-values. Notably image structures in the form of edges gives rise to differences between pixel-values at different positions in the image. The current detail image is strongly filtered, i.e. smoothed, at locations corresponding to locations in a detail image of the subsequent resolution level where there is a relatively small local difference between pixel-values, especially a small gradient of pixel-values. The pixel-values of the current detail image are retained at locations corresponding to locations in a detail image of the subsequent resolution level where there is a relatively large local difference between pixel-values, especially a large gradient of pixel-values. Image structures are predominantly represented by oriented structures like edges or lines. These structures have a strong variation in intensity in one direction in the image whereas the intensity variation in the direction at right angles thereto is small. In the vicinity of such an image structure, the gradient of pixel-values has a high magnitude and a direction perpendicular to the orientation of the image structure. Local averaging perpendicularly to the gradient, i.e. along the elongate image structure hardly affects the strength of visually important intensity transitions, notably variations along the image structures are mainly due to noise.

25
30

Edges or other steep transitions result in strong local gradients in detail images at several resolution levels. Moreover, the direction of maximum local variation and

therefore also the direction of the gradient will be substantially equal in detail images at several resolution levels. The amplitude of the gradient may vary from level to level depending on the steepness of the transition and the size of the structure. Therefore the information contained in the gradients for different resolution levels is similar for adjacent
5 resolution levels. The information in the coarser resolution levels is less affected by noise and is therefore more reliable. A strong image structure in the subsequent, preferably the next, detail image controls the filter at the current detail image to preserve the pixel-value so as to retain relevant image information in the current detail image.

In a preferred embodiment of a method of processing an image according
10 to the invention, filtering of the current detail image includes computation of weighted averages of pixel-values of the current detail image. Filtering of pixel-values in the current detail image includes computation of local weighted averages of pixel-values of the current detail image. In particular, filtering of the current detail image includes computation of a weighted average of neighbouring pixels in the current detail image with weights obtained by
15 finding the direction in which the neighbouring pixel is located in the current detail image with respect to the pixel to be filtered, calculating the magnitude of the difference between pixel values in said direction at at least one of the coarser resolution levels. The higher this difference is, the lower the selected weight is. The weights have a low magnitude for pixel-values which are far apart in the current detail image, so that local averaging in the current
20 detail image is achieved. As differences between, especially gradients of, pixel-values in the subsequent detail image and corresponding pixel-values in the current detail image are larger, the weights are smaller, so that in the current detail image filtering more predominantly retains the pixel-values of the current detail image. The weights are such that as differences between pixel-values in the subsequent detail image are larger, the computation of weighted
25 averages in the current detail image takes pixel-values in a smaller region into account. Preferably, the weights have a smaller magnitude for relevant positions in the current detail image that are far apart, and the weights have a smaller magnitude as the gradient in the subsequent detail image has a larger magnitude at positions corresponding to said relevant positions in the current detail image. The weights also depend, in particular, on the relative
30 direction of the gradient with respect to the difference between relevant positions in the subsequent detail image. Accordingly, the weights take directional structure in the image information in the subsequent image into account. Notably, the weights have lower magnitude as the gradient of the pixel-value is transverse to the difference between relevant positions in the subsequent detail image. To reduce noise in the image, in separate detail

images pixel-values are replaced by a weighted sum of the pixel value at issue in the detail image and the corresponding values for neighbouring pixels. If the vector pointing from the pixel at issue towards one of its neighbouring pixels is substantially parallel to the corresponding gradient at one of the lower resolution levels, the weight is low in order not to blur the image; if this vector points perpendicularly towards the gradient vector the weight is high to reduce noise. Thus, it is achieved to remove noise from the current detail image and retain relevant image information, especially directional structure, as pixel-values are more locally smoothed, viz. averaged, in the current detail image, because, in this situation there is less corresponding structure in the subsequent detail image. Because directional structure in the image is appropriately taken into account, the method of processing an image according to the invention is particularly suitable for processing medical diagnostic images which image a patient's vascular system or which image a thin catheter which is inserted into a blood vessel.

The weights take into account that the gradient of pixel-values in the subsequent detail image can vary from pixel to pixel. Thus, especially curved edges in the image are appropriately taken into account for controlling filtering. Edges in the image that represent important information may be curved; in medical diagnostic images that is often the case. Preferably, the magnitude of the difference between pixel values at at least one of the coarser resolution levels is calculated both for the pixel to be filtered and for the neighbouring pixel used for filtering. The weight is preferably chosen to be low if the magnitude of at least one of the two differences is high. For such curved structures, the direction of the gradient changes along that structure. Therefore, the gradient at the pixel to be filtered and at the neighbouring pixel may point into different directions. This means that a neighbouring pixel, being located perpendicularly to the gradient at the pixel to be filtered, may be located essentially in the direction of the gradient at that neighbouring pixel.

Secondly, if the directional structure is not an edge but a line, the gradient magnitude may reach a minimum exactly on that line and may point along that line. Pixels near that line show a strong gradient perpendicular to that line.

In each of the two cases, the weight for computation of a local average is reduced when the gradient - calculated from one of the lower resolution levels - at the pixel to be averaged or the neighbouring pixel is substantially in the direction of the vector pointing from the pixel to be filtered toward the neighbouring pixel.

In a preferred embodiment of a method of processing an image according to the invention, the weights depend mainly on the angle between said gradient and a

difference between said positions

When the gradient in the subsequent detail image has a large magnitude with respect to the noise level of the image, the weights are not very substantially dependent on the direction of the gradient relative to the difference between relevant positions in the subsequent detail image. In particular, it is avoided that almost all weights are close to zero when gradients have a direction which is not precisely perpendicular to the difference between relevant positions in the subsequent detail image. In this way, spurious sensitivity on the matrix structure of the subsequent detail image is avoided.

In a preferred embodiment of a method of processing an image according to the invention, the coarsest resolution level is excluded from controlling the filtering. The gradient of the detail image at the lowest, i.e. coarsest, resolution level represents mainly linear ramps in the image, i.e. large areas with linearly increasing pixel-values in substantially one direction in the image. Thus, as the coarsest resolution level is excluded from controlling the filtering, influencing the filtering by linear ramps in the image is avoided. The sum of gradients in particular represents the position and strength of edges in the image.

In a preferred embodiment of a method of processing an image according to the invention, the noise level of the image is derived mainly from image information in the image. When the noise level varies with the pixel-values in the image, during processing, notably filtering, automatically the actual noise level is taken into account. Deriving the noise level from the image information is relatively simple and requires uncomplicated computations. Often, there is a predetermined relation between the pixel-values and the noise level, e.g. due to a particular stochastic process which causes the noise. In particular for x-ray images, the noise level depends on pixel-values in the image. This property of the noise level is due to the quantum shot noise in the x-radiation employed to form the x-ray image. From the international application WO 96/01426 it is known per se that the noise level of the x-ray image can be derived, in essence, only from image information in the x-ray image. Often, a more accurate result for the noise level is obtained when, in addition, a few parameters pertaining to the setting of an x-ray examination apparatus employed to generate the x-ray image are taken into account.

An image processor according to the invention comprises

- a decomposition-unit for decomposing the image into detail images at successive resolution levels,
- a filter for filtering detail images to generate filtered detail images,

- the filter being adjustable in dependence on at least one subsequent detail image, said subsequent detail image having a resolution level which is lower than the resolution level of the current detail image, and

- a synthesizer for reconstructing a processed image from the filtered detail images.

An image processor according to the invention is particularly suitable for performing the method of processing an image according to the invention.

It is noted that the method of processing an image is particularly advantageously employed to process images that are generated by x-ray imaging, including computed-tomography, but also to process images generated by magnetic resonance imaging, ultrasound or electron microscopy. An x-ray examination apparatus comprises an x-ray detector, notably an image intensifier-television chain or an image sensor matrix. The x-ray detector derives an image signal, notably an electronic video signal, from the x-ray image. The image processor processes the image signal so as to generate a processed image signal. The processed image signal is suitable to display the image information in the x-ray image with a high diagnostic quality.

It is noted that the functions of the image processor according to the invention may be carried out by a suitably programmed computer. Alternatively, the image processor may be provided with a special-purpose microprocessor that is designed to carry out the functions of the image processor.

These and other aspects of the invention will be elucidated with reference to the embodiments described hereinafter and with reference to the accompanying drawing wherein

Figure 1 shows a diagrammatic representation of an embodiment of an image processor according to the invention,

Figure 2 shows a diagrammatic representation of another embodiment of an image processor according to the invention,

Figure 3 shows a diagrammatic representation of a decomposition unit of the image processor according to the invention,

Figure 4 shows a diagrammatic representation of a synthesizer of the image processor according to the invention, and

Figure 5 shows a schematic representation of an x-ray examination apparatus wherein the invention is employed.

Figure 1 is a schematic diagram of an image processor according to the invention. An input image signal a_0 is supplied to the decomposition unit 2 which generates a plurality of detail-image signals, notably frequency-band image signals at several resolution levels. The respective detail images contain image details at different spatial scales, and at lower resolution levels, and they contain coarser details. The signal levels of the input image signal a_0 represent pixel-values of the input image. The operation of the decomposition unit is further elaborated with reference to Figure 3. In the example, four decomposition levels are shown, but in practice more resolution levels may be employed, for example for an input image having $1k^2$ (1024×1024) pixels, five or six resolution levels may be used. At each resolution level, detail-image signals, notably a high-pass frequency band signal h_k , are formed and at the lowest resolution level, also a low-pass frequency-band signal l_3 is formed. Increasing index k indicates lower resolution levels. At the highest resolution level (i.e. the 0th level) the high-pass frequency-band image signal h_0 is applied to a filter 41 which supplies the filtered detail image, notably a filtered high-pass frequency band signal, to the synthesizer unit 3. At lower resolution levels, the high-pass frequency-band image signals h_k are applied to filters 42,43 which supply the filtered detail images to the synthesizer unit 3. Also, the low-pass frequency-band image signal l_3 of the lowest resolution level is supplied to the synthesizer unit 3. The processed image signal \tilde{a}_0 is reconstructed by the synthesizer unit 3 from the various filtered detail image signals at the respective resolution levels. The operation of the synthesizer unit 3 is further elaborated with reference to Figure 4.

The filters 41, 42, 43 compute the local weighted average at respective resolution levels of pixel-values of the respective detail-image signals h_0, h_1, h_2 and h_3 respectively. The respective filters 41,42, and 43 which generate filtered detail images h_k are adjusted on the basis of gradients g_{k+1} in the detail image of the next coarser resolution level.

Notably the pixel-values of the filtered detail-image h_k^- are computed as the weighted average

$$\tilde{h}_k(x) = \sum_{\Delta x \in S} \alpha(\Delta x, x, g_{k+1}) h_k(x + \Delta x)$$

Here S is a usually small region around the position x , preferably S consists of the neighbouring positions of the current position x in the current detail image. The weight factors α are normalised so that their sum over the region S equals unity. The weight factors α are decreasing functions of the local gradient and the distance vector Δx , a particular form

of the weight factors is

$$\alpha(\Delta x, x, g_{k+1}) = \beta(\Delta x) r[g_{k+1}(x), \Delta x] r[g_{k+1}(x + \Delta x), \Delta x]$$

where the smoothly decreasing function r is, for example, a Gaussian function

$$r(g, \Delta x) = \exp \left[-\frac{(g \cdot \Delta x)^2}{\nu(\|g\|)} \right]$$

The rate of decrease of the function r is determined by the denominator function ν . The denominator function increases with increasing gradients, so that the averaging effect is stronger more locally in the current detail image when there is a corresponding large gradient in the next coarser resolution level. Moreover, it is advantageous to take into account that there are usually contributions due to noise in the gradients. Notably, in an x-ray image, quantum shot noise gives rise to a noise component in the input image signals that is conveyed to the detail-image signals. The denominator function is arranged such that for very large gradients averaging is effective over a wide region beyond the position at issue, and when the gradient is below the noise level, averaging is effectively concentrated on a close neighbourhood of the position at issue. It appears that a suitable denominator function is

$$\nu(\|g\|) = c + t \frac{\sigma^2(g)}{\|g\|^2} + L\|g\|^2$$

Here $\sigma(g)^2$ is the variance of the gradient which serves as a fair estimate of the noise component in the gradient. The scalar parameters c, t , and L are adjustable so as to set the relative magnitude of the various terms in the denominator function. The scalar parameters can be set empirically so that filtering has a desired directional sensitivity in order to retain elongate structures in the image. The directional sensitivity of the denominator function is controlled by the parameter L , i.e. for very large gradients the denominator function depends mainly asymptotically on the angle between the gradient and the vector Δx , i.e.

$$r(g, \Delta x) \approx \exp \left\{ -\frac{\|\Delta x\|^2}{L} \cos^2 [\Delta(g, \Delta x)] \right\}$$

20

Figure 3 is a schematic diagram of the decomposition unit 2 of the image processor of Figure 1. The image signal a_0 is supplied to low-pass down-sampling filters 101 and 102 which perform low-pass filtering in two directions in the image (denoted as x and y)

and a down-sampling operation, for example by a factor of 2. Down-sampling is simply performed by omitting every second pixel-value. The low-pass down-sampled signal a_1 is supplied to an interpolator 200. The interpolator 200 is formed here by a pair of low-pass up-sampling filters 111,112 which also perform an up-sampling operation in both x and y directions. The operation as an interpolator of the low-pass up-sampling filters 111,112 serves to insert zeros between successive pixel-values in the signal a_1 and to perform a smoothing operation. The low-pass up-sampling filters 101,102 and low-pass down-sampling filters 111,112 may have the same or different cut-off frequencies. The interpolator 200 derives a low-pass frequency band image signal l_0 , which is subtracted by subtracter 120 from the input image signal a_0 so as to form the high-pass frequency-band image signal h_0 . The signals a_1 and l_0 include image information having variations on at least a spatial scale that corresponds to the cut-off frequency of the low-pass down-sampling filters 101 and 102.

The signal a_1 is subsequently passed to a pair of low-pass down-sampling filters 103 and 104 to form a signal a_2 . A low-pass frequency band image signal l_1 is derived from the signal a_2 by means of an interpolator 201 which comprises a pair of low-pass up-sampling filters 113,114. The signals a_2 and l_1 include image information having variations on at least a spatial scale that corresponds to the cut-off frequency of the low-pass down-sampling filters 103 and 104. By means of subtracter 121 the high-pass frequency band image signal h_1 for the 1st resolution level is derived from the signals a_1 and l_1 , viz.

$$h_1 = a_1 - l_1.$$

The signal a_2 is subsequently passed to a pair of low-pass down-sampling filters 105 and 106 to form a signal a_3 . A low-pass frequency band image signal l_2 is derived from the signal a_3 by means of an interpolator 202 which comprises a pair of low-pass up-sampling filters 115,116. By means of subtracter 122 the high-pass frequency band image signal h_2 for the 2nd resolution level is derived from the signals a_2 and l_2 . The signals a_3 and l_2 include image information having variations on at least a spatial scale that corresponds to the cut-off frequency of the low-pass down-sampling filters 105 and 106.

The signal a_3 is subsequently passed to a pair of low-pass down-sampling filters 107 and 108 to form a signal a_4 . A low-pass frequency band image signal l_3 is derived from the signal a_4 by means of an interpolator 203 which comprises a pair of low-pass up-sampling filters 117,118. By means of subtracter 123 the high-pass frequency band image signal h_3 for the 3rd resolution level is derived from the signals a_3 and l_3 . The signals a_4 and l_3 include image information having variations on at least a spatial scale that corresponds to

the cut-off frequency of the low-pass down-sampling filters 107 and 108.

It will be apparent to the skilled person that the decomposition into frequency-band image signals for successive resolution levels can be continued beyond the four levels (0st to 3rd levels) shown in the embodiment of Figure 3.

5 Figure 4 is a schematic diagram of the synthesizer 5 of the image processor of Figure 1. The synthesizer 5 comprises an adder 129 arranged to add the low-pass frequency-band image signal l_j of the lowest (in this case the 2nd) resolution level to the processed high-pass frequency-band image signal \hat{h}_j so as to form a signal a_j^- . An interpolator 149 formed by low-pass up-sampling filters 139,140, derives a low-pass
10 processed frequency-band image signal l_2^- of the 1st resolution level. The synthesizer 5 further comprises an adder 130 arranged to add the low-pass frequency-band image signal l_2^- of the lowest but one (in this case the 2nd) resolution level to the processed high-pass frequency-band image signal h_2^- so as to form a signal a_2^- . An interpolator 150 formed by low-pass up-sampling filters 141,142, derives a low-pass processed frequency-band image
15 signal l_1^- of the 1st resolution level. Another adder 131 adds the processed high-pass frequency-band image signal of the 1st resolution level h_1^- to the signal l_1^- so as to form a signal a_1^- . A low-pass processed frequency-band image signal of the 0th resolution level l_0^- is derived by a further interpolator 151 from the signal a_1^- . Finally, the filtered output image signal a_0^- of the 0th resolution level is formed by still another adder 132 which adds
20 up the signals l_0^- and h_0^- . The signal levels, viz. the signal amplitudes of the filtered output image signal a_0^- , represent pixel-values of the filtered output image. The interpolator 151 comprises two low-pass up-sampling filters 143,144. The interpolators 150 and 151 operate in the same manner as the interpolators 200, 201 of the decomposition unit 2. It is noted that the frequency characteristics of the low-pass up-sampling filters of the interpolators 150,151
25 should be accurately matched at separate resolution levels to the frequency characteristics of low-pass up-sampling filters 111 to 118 of the respective corresponding resolution levels. Said accurate matching is required so as to avoid loss of image information in the combined decomposition-synthesis process.

Figure 5 is a schematic diagram of an x-ray examination apparatus
30 provided with an image processor according to the invention. The x-ray examination apparatus 11 comprises an x-ray source 12 for irradiating an object 13, for example a patient who is to be radiologically examined, with an x-ray beam 14. Because of local variations of the x-ray absorption in the patient, an x-ray shadow image is formed on an x-ray sensitive

face 15 of an x-ray detector 16. An electronic image signal is derived from the x-ray image by the x-ray detector. In particular the x-ray detector comprises an x-ray image intensifier 17 having an entrance section 18 which incorporates the x-ray sensitive face 15. The x-radiation incident on the entrance section 18 is converted into an image carrying electron beam which
5 generates a light-optical image on the exit window 19. The entrance section includes the x-ray sensitive face, having the form of a scintillator screen 30, and a photocathode 31. The incident x-rays are converted in the scintillator screen into e.g. blue or ultraviolet light for which the photocathode 31 is sensitive. The electron beam 32 generated by the photocathode 31 is imaged by an electron-optical system 32 onto a phosphor screen 33 that is disposed on
10 the exit window 19. The electron optical system includes the photocathode 31, a hollow anode 34 and a number of electrodes 35. A camera 20 is arranged to pick-up the light-optical image; to that end an optical coupling 21, e.g. a lens system, is provided to optically couple the camera 21 to the exit window 19. The electronic image signal at the output of the camera is supplied as the input image signal a_0 to the image processor 1 according to the
15 invention. The output signal a_0 represents a filtered output image in which noise is substantially reduced while small details are preserved. In practice, a noise reduction of 4-5dB can be achieved. Therefore, the filtered output image has a high diagnostic quality even when a low x-ray dose is employed.

Reference is made again to Figure 1 for a discussion of the adjustment of
20 the filters at various resolution levels. Subtractors 51,52,53 are provided which derive local differences d_{k+1} from filtered detail image signals at the next coarser resolution levels. For example, the subtractor 51 together with an addition unit 54, an up-sampler 56 and a low-pass filter 59 derives a local gradient g_i which is employed to control the filter 41. To that end, the low-pass filter 59 is coupled to a control input 61 of the filter 41. More particularly,
25 the subtractor computes a difference between pixel-values, the difference d_i generated by the subtractor 51 is interpolated with the corresponding gradient g_{k+1} from the next coarser resolution level, by way of addition by the addition unit 54 and by employing the up-sampler 56 which inserts zeros in the signal representing the gradient g_k . The up-sampling is carried-out to render the signal representing the gradient suitable to be combined with the filtered
30 detail image signal at the next lower (less coarse) resolution level. Further, a low-pass filter 59 smooths the up-sampled signal so as to achieve a gradual interpolation of the gradients of adjoining resolution levels and divides the gradient by a factor so as to compensate for a difference between effective distances between pixels in different detail images at respective

resolution levels. Notably, the addition unit 54, the up-sampler 56 and the low-pass filter 59 form an interpolator. Similarly the filter 42 of the 1st resolution level is adjusted on the basis of the gradient g_2 at the 2nd resolution level which is derived by a subtracter 52 together with an addition unit 55, an up-sampler 57 and a low-pass filter 60. Further, the filter 43 at the 2nd resolution level, i.e. the highest but one (coarsest but one) resolution level is adjusted on the basis of the gradient g_3 at the highest resolution level which is not interpolated. As an alternative, the local gradients $g_{l,2}$ may be derived from the high-pass frequency-band image signals $h_{l,2}$ as indicated by the dashed lines in Figure 1.

Figure 2 shows an alternative embodiment of a signal processor according to the invention. The subtracters 51,52,53 and the interpolation units are arranged so as to compute gradients of pixel-values of interpolations of filtered detail images at successive resolution levels. Thus, in fact the interpolation units and the subtracters are interchanged as compared to the embodiment of Figure 1. At the lowest level, the gradient of the detail image h_j is computed by a separate subtracter 65. The gradient of the detail image at the coarsest resolution level is used to control the filter 44 for the coarsest resolution level.

Claims

1. A method of processing an image comprising the steps of
 - decomposing the image into detail images at successive resolution levels,
 - filtering detail images to generate filtered detail images,
 - filtering a current detail image in dependence on at least one subsequent detail
- 5 image, said subsequent detail image having a resolution level which is lower than the resolution level of the current detail image, and
 - reconstructing a processed image from the filtered detail images.
2. A method of processing an image as claimed in Claim 1, wherein
 - filtering of the current detail image takes place in dependence on a next detail
- 10 image having a highest resolution level which is lower than the resolution level of the current detail image.
3. A method of processing an image as claimed in Claim 1,
 - wherein filtering of the current detail image depends on differences between pixel-values of at least one subsequent detail image having a resolution level which is lower
- 15 than the resolution level of the current detail image.
4. A method of processing an image as claimed in Claim 3, wherein
 - filtering of the current detail image includes computation of weighted averages of pixel-values of the current detail image, with weights depending on
 - differences between pixel-values of pixels of said subsequent detail image, and
 - differences between positions of said pixels in said subsequent detail image.
- 20 5. A method of processing an image as claimed in Claim 4, wherein
 - the weights depend on gradients of pixel-values of said subsequent detail image, said gradients relating to several positions in said subsequent detail image.
6. A method of processing an image as claimed in Claim 4, wherein
 - the weights are computed as a decreasing function of
 - differences between pixel-values of pixels of said subsequent detail image and
 - differences between positions of said pixels in said subsequent detail image.
- 25 7. A method of processing an image as claimed in Claim 4, wherein

- for a gradient of pixel-values at respective positions in said subsequent detail image, said gradient being substantially larger than a threshold that relates to a noise level of the image, the weights depend mainly on the angle between said gradient and a difference between said positions

5

8. A method of processing an image as claimed in Claim 1 or 5, wherein
- filtering of the current detail image takes place in dependence on a sum of gradients of pixel-values of detail images from a group of detail images not including the detail image at the coarsest resolution level.

- 10 9. A method of processing an image as claimed in Claim 1 wherein
- the noise level of the image is derived mainly from image information in the image.

10. An image processor comprising

- a decomposition-unit (2) for decomposing the image into detail images at
- 15 successive resolution levels,
- a filter (41, 42, 43) for filtering detail images to generate filtered detail images,
 - the filter being adjustable in dependence on at least one subsequent detail image, said subsequent detail image having a resolution level which is lower than the resolution level of the current detail image, and
- 20 - a synthesizer (3) for reconstructing a processed image from the filtered detail images.

11. An x-ray examination apparatus comprising an image processor as claimed in Claim 10.

1/4

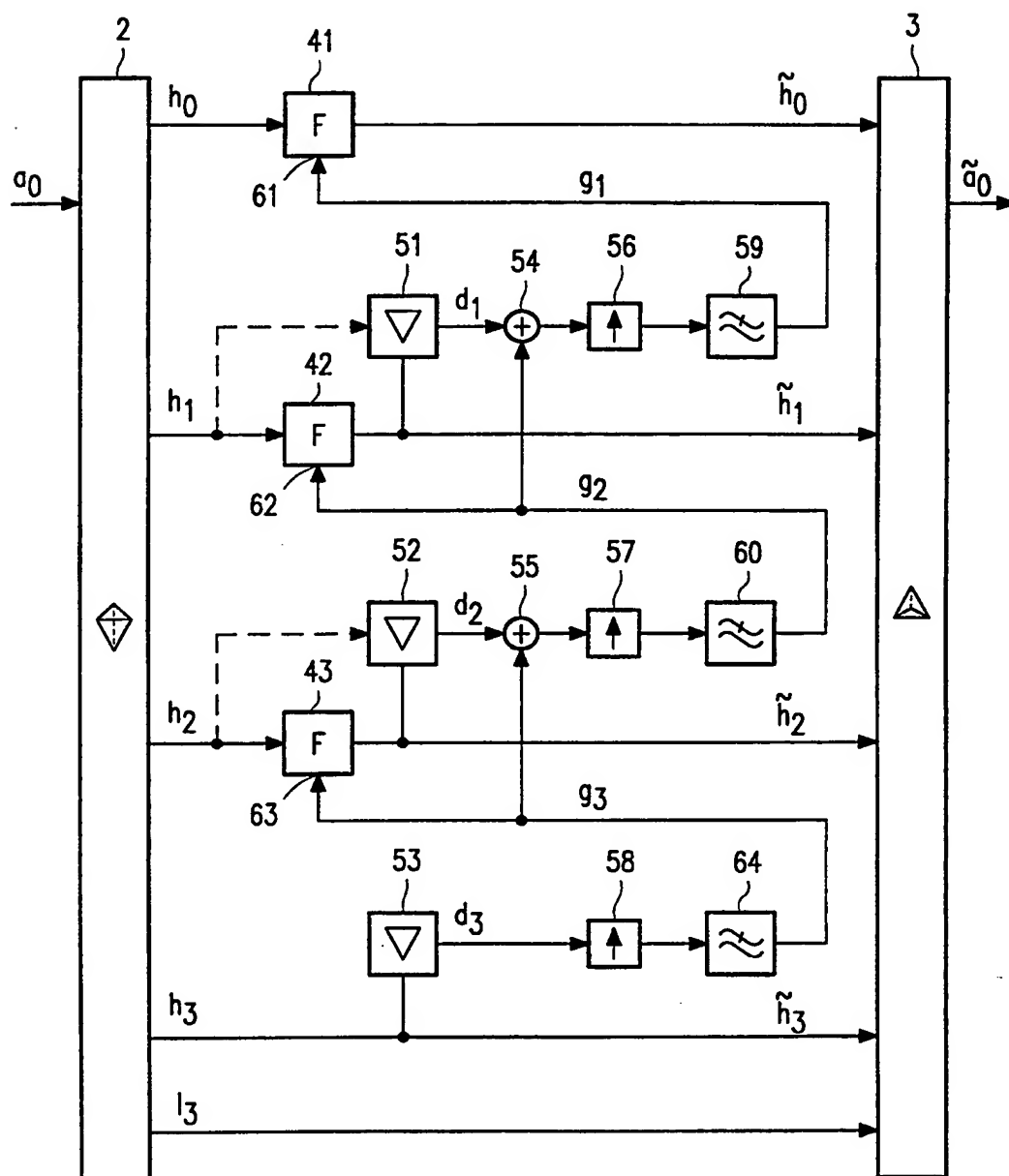


FIG. 1

2/4

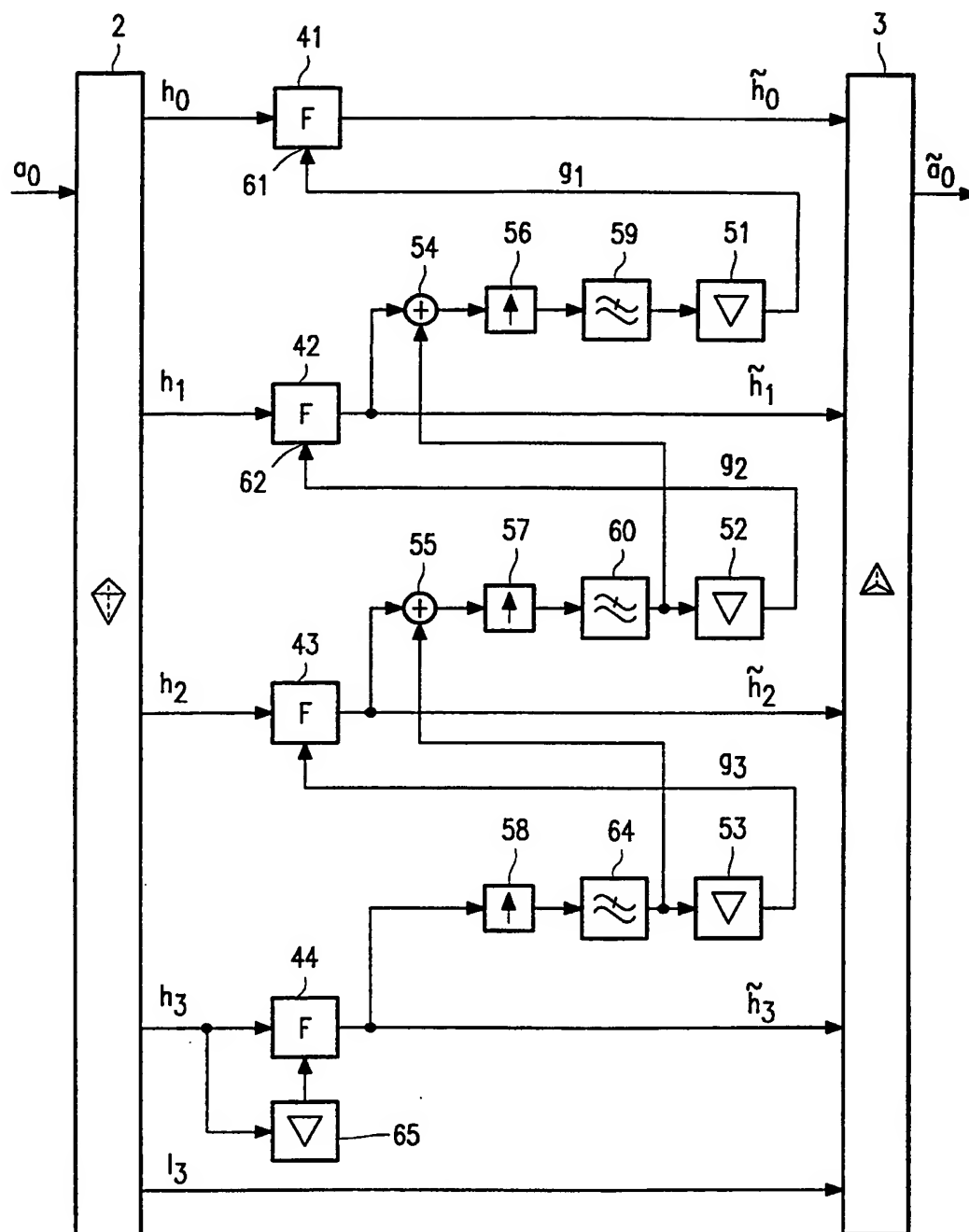


FIG. 2

3/4

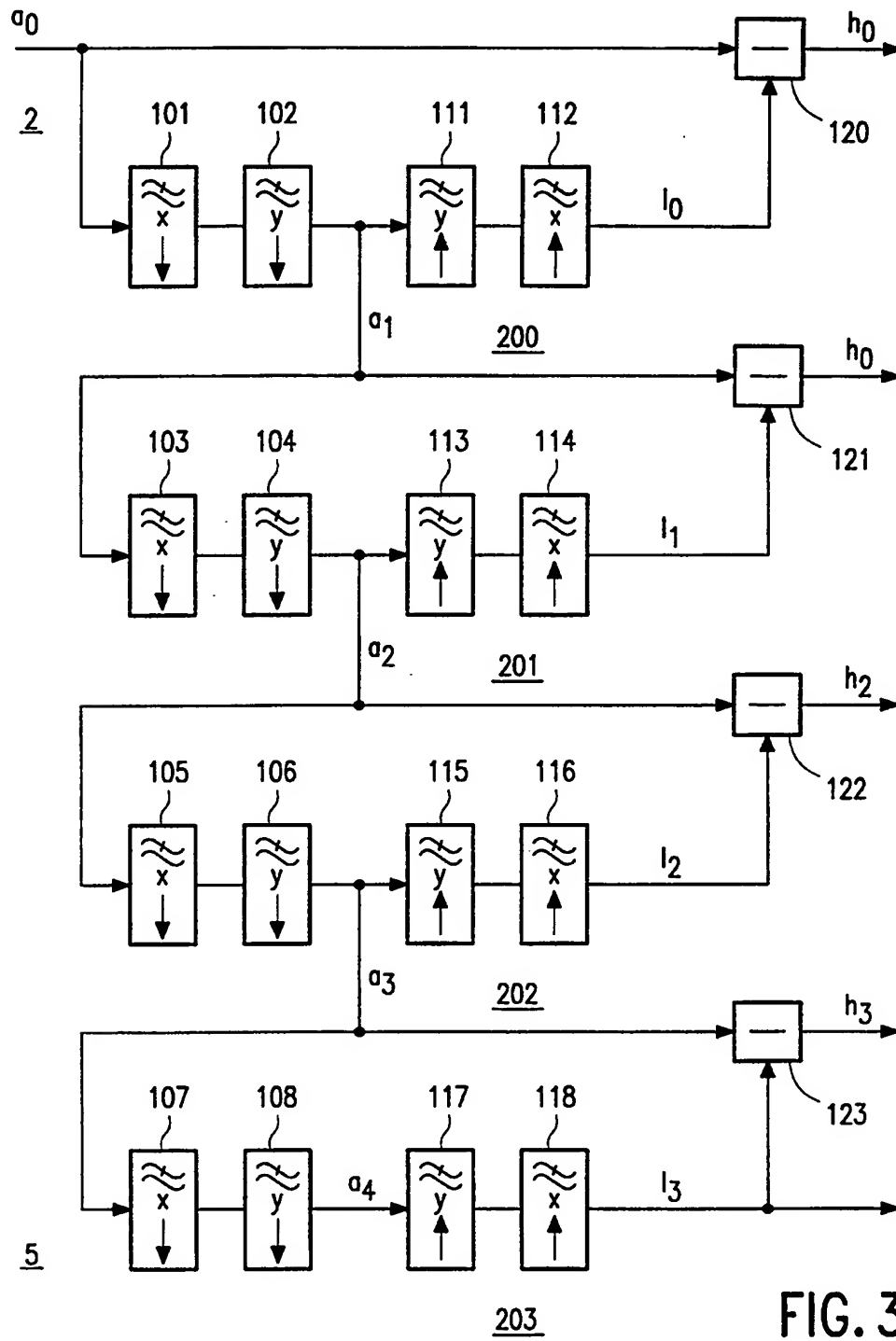


FIG. 3

4/4

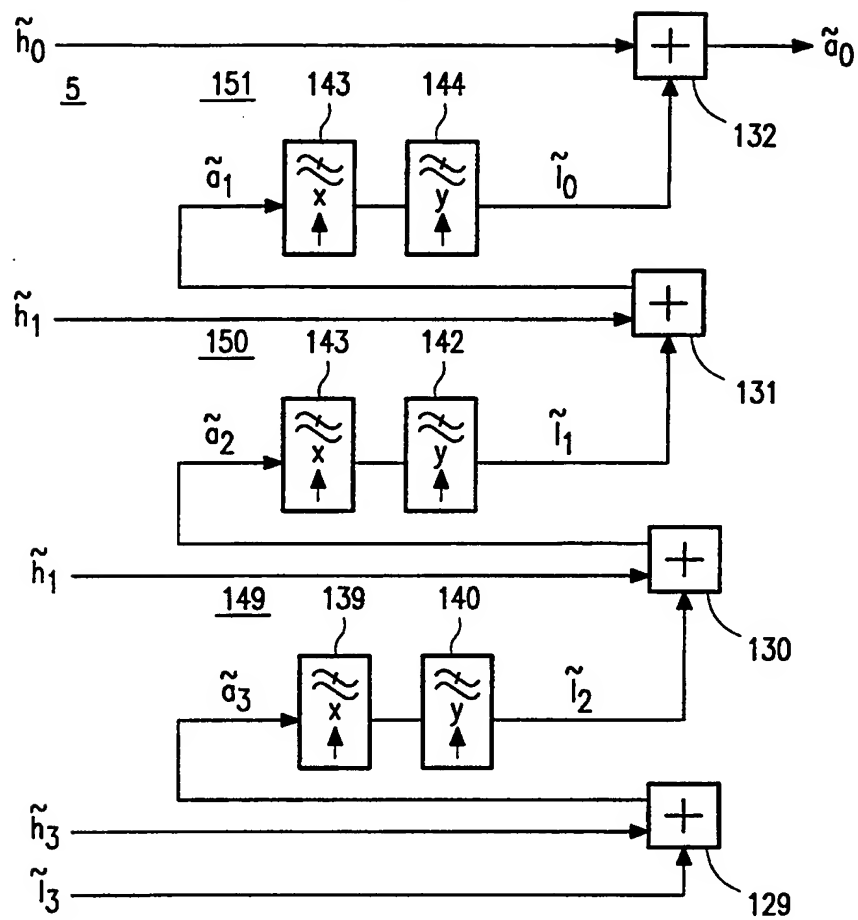


FIG. 4

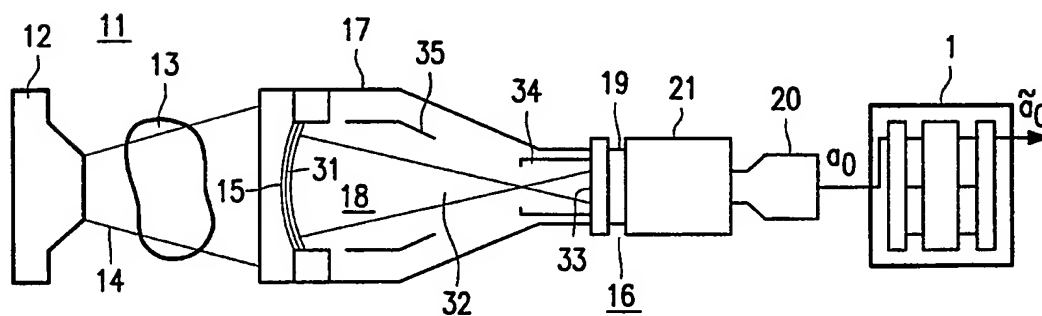


FIG. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB 98/00850

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC6: G06T 5/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC6: G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

SE,DK,FI,NO classes as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5022091 A (R.C. CARLSON), 4 June 1991 (04.06.91), column 4, line 25 - column 5, line 45	1-3,9-11
A	--	4-8
A	US 5461655 A (P. VUYLSTEKE ET AL.), 24 October 1995 (24.10.95), column 2, line 64 - column 4, line 1	1-11
A	WO 9627846 A1 (ARCH DEVELOPMENT CORPORATION), 12 Sept 1996 (12.09.96), abstract	1-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

5 November 1998

Date of mailing of the international search report

05 -11- 1998

Name and mailing address of the ISA/
Swedish Patent Office
Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM
Facsimile No. + 46 8 666 02 86

Authorized officer

Malin Keijser
Telephone No. + 46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

05/10/98

International application No.

PCT/IB 98/00850

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5022091 A	04/06/91	AU 625389 B	09/07/92
		AU 7127091 A	29/08/91
		CA 2037066 A,C	29/08/91
		EP 0444874 A	04/09/91
		IL 97316 A	31/07/94
		JP 4218881 A	10/08/92
		KR 9505537 B	25/05/95
US 5461655 A	24/10/95	EP 0574969 A	22/12/93
		JP 6096200 A	08/04/94
WO 9627846 A1	12/09/96	AU 4993296 A	23/09/96
		CA 2214101 A	12/09/96
		EP 0813720 A	29/12/97